

(12) DEMANDE INTERNATIONALE PUBLIÉE EN VERTU DU TRAITÉ DE COOPÉRATION  
EN MATIÈRE DE BREVETS (PCT)

(19) Organisation Mondiale de la Propriété  
Intellectuelle  
Bureau international



(43) Date de la publication internationale  
25 avril 2002 (25.04.2002)

PCT

(10) Numéro de publication internationale  
**WO 02/32316 A1**

(51) Classification internationale des brevets<sup>7</sup> : **A61B 8/15**

Scientifique et Technologique EPST, 3, rue Michel Ange,  
F-75794 Paris Cedex 16 (FR).

(21) Numéro de la demande internationale :

PCT/FR01/03208

(72) Inventeurs; et

(22) Date de dépôt international :

17 octobre 2001 (17.10.2001)

(75) Inventeurs/Déposants (pour US seulement) : **AUBRY,**

**Jean-François** [FR/FR]; 66, avenue du Panorama,  
F-92340 Bourg la Reine (FR). **FINK, A., Mathias**  
[FR/FR]; 16, rue Edouard Laferrière, F-92190 Meudon  
(FR). **TANTER, Mickaël** [FR/FR]; 6, rue des Quatres  
Vents, F-75006 Paris (FR). **THOMAS, Jean-Louis**  
[FR/FR]; 116, rue Ambroise Croizat, F-94800 Villejuif  
(FR).

(25) Langue de dépôt :

français

(26) Langue de publication :

français

(30) Données relatives à la priorité :

00/13501

20 octobre 2000 (20.10.2000)

FR

(74) Mandataires : **BURBAUD, Eric** etc.; Cabinet Plasseraud,  
84, rue d'Amsterdam, F-75440 Paris Cedex 09 (FR).

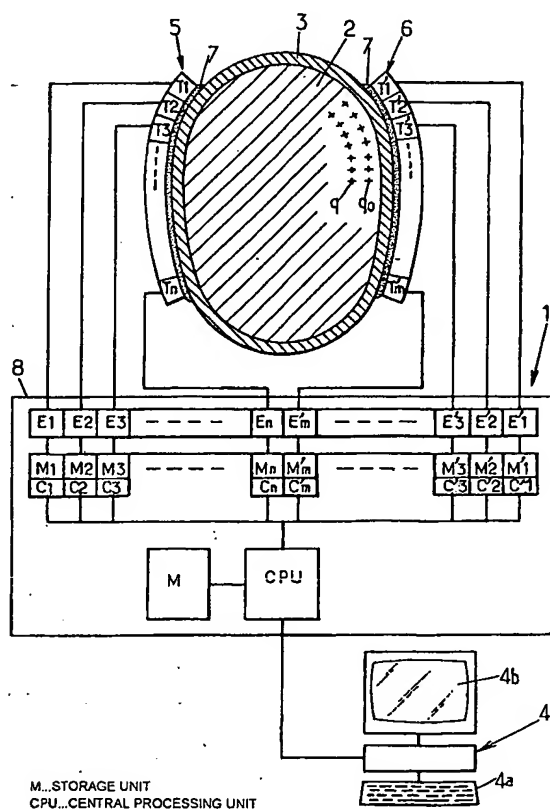
(71) Déposant (pour tous les États désignés sauf US) :  
**CENTRE NATIONAL DE LA RECHERCHE SCI-**  
**ENTIFIQUE - CNRS** [FR/FR]; Etablissement Public,

(81) États désignés (national) : AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ,  
BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ,

[Suite sur la page suivante]

(54) Title: METHOD AND NON-INVASIVE DEVICE FOR FOCUSING ACOUSTIC WAVES

(54) Titre : PROCÉDE ET DISPOSITIF NON INVASIF DE FOCALISATION D'ONDES ACOUSTIQUES



(57) Abstract: The invention concerns a method for focusing acoustic waves useful for obtaining an image of a field to be observed in a dissipative heterogeneous medium (2, 3) around which acoustic transducers (T<sub>1</sub>-T<sub>n</sub>, T'<sub>1</sub>-T'<sub>m</sub>) forming an imaging network and a target network. The method consists in following a training step during which pulse responses from the medium are measured between each transducer (T<sub>i</sub>) of the imaging network (5) and several transducers (T<sub>j</sub>) of the target network (6); deducing therefrom reference signals to be emitted by the transducers of the imaging network to produce a focused acoustic pulse in each transducer of the target network, then cumulatively, in determining reference signals to be emitted to focus an acoustic pulse on predetermined points in the medium. Said reference signals are stored and used subsequently to generate an acoustic image of the medium.

(57) Abrégé : Procédé de focalisation d'ondes acoustiques utilisable pour obtenir une image d'un champ à observer dans un milieu hétérogène dissipatif (2, 3) autour duquel on fixe des transducteurs acoustiques (T<sub>1</sub>-T<sub>n</sub>, T'<sub>1</sub>-T'<sub>m</sub>) formant un réseau d'imagerie et un réseau cible. On suit une étape d'apprentissage au cours de laquelle on mesure des réponses impulsionnelles du milieu entre chaque transducteur (T<sub>i</sub>) du réseau d'imagerie (5) et plusieurs transducteurs (T<sub>j</sub>) du réseau cible (6). On en déduit des signaux de référence à émettre par les transducteurs du réseau d'imagerie pour produire une impulsion acoustique focalisée en chaque transducteur du réseau cible, puis de proche en proche, on détermine des signaux de référence à émettre pour focaliser une impulsion acoustique sur des points prédéterminés dans le milieu. Ces signaux de référence sont mémorisés et utilisés ensuite pour générer une image acoustique du milieu.

WO 02/32316 A1



DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NO, NZ, PH, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA, ZW.

MC, NL, PT, SE, TR), brevet OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

**Publiée :**

— avec rapport de recherche internationale

(84) États désignés (*régional*) : brevet ARIPO (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), brevet eurasien (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), brevet européen (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU,

*En ce qui concerne les codes à deux lettres et autres abréviations, se référer aux "Notes explicatives relatives aux codes et abréviations" figurant au début de chaque numéro ordinaire de la Gazette du PCT.*

Procédé et dispositif non invasif de focalisation d'ondes acoustiques.

La présente invention est relative aux procédés et  
5 dispositifs non invasifs de focalisation d'ondes  
acoustiques, notamment ultrasonores.

Plus particulièrement, l'invention concerne un  
procédé non invasif de focalisation d'ondes acoustiques  
dans un milieu hétérogène dissipatif comprenant un milieu  
10 sensiblement homogène (par exemple, le cerveau) entouré au  
moins partiellement par une couche aberratrice dissipative  
(par exemple, le crâne) qui génère des aberrations dans la  
propagation des ondes acoustiques, les ondes acoustiques  
étant émises depuis l'extérieur de la couche aberratrice et  
15 focalisées dans le milieu sensiblement homogène.

Les procédés de ce type qui sont couramment  
utilisés ne permettent pas d'obtenir une bonne focalisation  
des ondes acoustiques à l'intérieur du milieu, et lorsque  
ces procédés sont utilisés dans des applications  
20 d'imagerie, ils ne permettent donc pas d'obtenir une bonne  
résolution et un bon contraste d'image lorsque les  
aberrations de propagation sont importantes, par exemple  
lorsqu'on réalise une échographie du cerveau depuis  
l'extérieur du crâne.

25 La présente invention a notamment pour but de  
pallier cet inconvénient.

A cet effet, selon l'invention, un procédé de  
focalisation du genre en question est caractérisé en ce  
qu'il comporte les étapes suivantes :

30 (a) une étape initiale de positionnement au cours  
de laquelle on fixe un nombre  $t$  supérieur à 2 de  
transducteurs acoustiques dans des positions prédéterminées  
à l'extérieur de la couche aberratrice, ces transducteurs  
étant en contact (direct ou indirect) avec ladite couche  
35 aberratrice et formant au moins :

- un réseau d'imagerie qui regroupe un nombre  $n$  compris entre 1 et  $t$  desdits transducteurs,

- et un réseau cible qui regroupe un nombre  $m$  compris entre 1 et  $t$  desdits transducteurs (ces deux réseaux peuvent être entièrement distincts, ou comporter certains transducteurs communs, ou encore comporter chacun la totalité des transducteurs susmentionnés),

(b) une étape d'apprentissage comprenant elle-même les sous étapes suivantes :

10 (b1) une sous-étape d'apprentissage de la focalisation du réseau d'imagerie sur le réseau cible, sous-étape au cours de laquelle :

(b11) on détermine des réponses impulsionnelles  $h_{ri}(t)$  du milieu hétérogène dissipatif, respectivement entre chaque transducteur  $i$  du réseau d'imagerie et plusieurs points de focalisation  $r$  situés sur la couche aberratrice en correspondance respective avec des transducteurs du réseau cible (cette détermination peut être faite par mesure directe si l'on fait émettre des impulsions acoustiques par les transducteurs du réseau cible, ou le cas échéant par mesure et calcul si l'on fait émettre des signaux acoustiques autres que des impulsions par les transducteurs du réseau cible, les valeurs ainsi mesurées et/ou calculées pouvant ensuite être le cas échéant corrigées par repropagation numérique pour simuler des transducteurs situés directement au contact de la couche aberratrice si les transducteurs ne sont pas au contact direct de la couche aberratrice), ces réponses impulsionnelles étant mémorisées sous forme numérique avec un certain échantillonnage temporel qui détermine un nombre  $p$  de composantes fréquentielles de la réponse impulsionnelle, de fréquences respectives  $\omega_k$ ,  $i$  étant un indice compris entre 1 et  $n$  qui désigne un transducteur du réseau d'imagerie,  $r$  étant un indice compris entre 1 et  $m$  qui désigne un point de focalisation correspondant à un

transducteur du réseau cible et  $k$  étant un indice compris entre 1 et  $p$  qui désigne une composante fréquentielle,

(b12) à partir de ces réponses impulsionnelles, on calcule, pour chaque point de focalisation  $r$  correspondant à un transducteur du réseau cible, un ensemble de  $n$  signaux de référence temporels  $e'i(t,r)$ ,  $i$  variant entre 1 et  $n$ , tels que, si la paroi aberratrice était enlevée au voisinage du point de focalisation  $r$ , l'émission de ces signaux de référence par les différents transducteurs  $i$  du réseau d'imagerie génèrerait un signal prédéterminé (par exemple une impulsion acoustique) focalisé sur le point de focalisation  $r$ ,

(b2) une sous-étape de focalisation en un nombre  $R$  de points de focalisation prédéterminés situés dans le milieu sensiblement homogène, d'indices  $q$  compris entre  $m+1$  et  $m+R$ , cette sous-étape consistant à déterminer pour chacun de ces points de focalisation  $q$ , en s'éloignant pas à pas des points de focalisation 1 à  $m$  correspondant aux transducteurs du réseau cible, des signaux de référence  $e'i(t,q)$  à faire émettre par les différents transducteurs  $i$  du réseau d'imagerie pour générer une impulsion focalisée sur ledit point de focalisation  $q$ , les signaux de référence  $e'i(t,q)$  étant déterminés pour chaque point de focalisation  $q$  en procédant comme suit :

(b21) une première estimation de  $e'i(t,q)$ , pour  $i$  allant de 1 à  $n$ , est calculée à partir d'au moins un signal de référence  $e'i(t,q_0)$ ,  $q_0$  étant l'indice d'au moins un point de focalisation proche du point de focalisation  $q$  pour lequel le signal de référence a déjà été déterminé, ce calcul étant fait en utilisant une célérité moyenne des ondes acoustiques dans le milieu sensiblement homogène,

(b22) on fait émettre par les transducteurs du réseau d'imagerie, par itérations, les estimations précédemment obtenues des signaux de référence  $e'i(t,q)$ ,

puis on capte avec les mêmes transducteurs des signaux  $s_i(t, q)$  rétrodiffusés par le milieu hétérogène dissipatif, puis on modifie pour l'itération suivante ces signaux de référence  $e'_i(t, q)$  de la manière suivante :

5 
$$e'_i(t) \rightarrow \alpha_i(q) \cdot e'_i(t - \tau_i(q))$$

où les valeurs  $\alpha_i(q)$  et  $\tau_i(q)$  sont un facteur d'amplitude et un retard correctifs, calculés pour maximiser un critère de cohérence C entre lesdits signaux rétrodiffusés, lesdites itérations étant arrêtées lorsque le critère C  
10 atteint un seuil prédéterminé,

(b3) on mémorise les signaux de référence  $e'_i(t, q)$ , au moins pour q compris entre m+1 et m+R,

(c) et une étape de focalisation au cours de laquelle, pour au moins un desdits points de focalisation  
15 q, on fait émettre respectivement par les transducteurs du réseau d'imagerie, lesdits signaux de référence  $e'_i(t, q)$ , i étant un indice compris entre 1 et n désignant un transducteur du réseau d'imagerie.

Grâce à ces dispositions, on s'affranchit des  
20 aberrations de propagation des ondes acoustiques dans le milieu hétérogène dissipatif, et on obtient une focalisation très précise qui peut notamment permettre d'obtenir une image échographique fidèle et précise d'un champ à observer à travers la couche aberratrice par  
25 rétrodiffusion, lorsqu'on émet successivement des ondes acoustiques focalisées sur différents points du champ à observer et que l'on capte les ondes acoustiques rétrodiffusées.

Cette focalisation précise peut également être  
30 utilisée dans d'autres applications que l'échographie, notamment :

- l'imagerie doppler couleur,
  - les méthodes d'imagerie par élastographie,
- telles que celle décrite dans le document WO-A-00/55 616,
- 35 - les méthodes d'imagerie non linéaire ("harmonic

imaging"),

- les méthodes de traitement par destruction localisée d'une partie du milieu hétérogène dissipatif, notamment par hyperthermie,

5 - les méthodes de mesure de paramètres d'absorption optique des tissus avec activation par ultrasons, etc.

Dans des modes de réalisation préférés de l'invention, on peut éventuellement avoir recours en outre  
10 à l'une et/ou à l'autre des dispositions suivantes :

- au cours de la sous-étape (b11), lorsqu'au moins certains transducteurs (du réseau cible et/ou du réseau d'imagerie) sont en contact avec un milieu homogène intermédiaire (par exemple un gel) lui-même en contact avec  
15 la couche aberratrice, on corrige les réponses impulsionnelles  $h_{ri}(t)$  par repropagation numérique pour simuler des transducteurs situés directement au contact de la couche aberratrice ;

- la sous-étape (b12) comporte elle-même les sous-  
20 étapes suivantes :

(b121) on détermine  $p$  matrices de transfert  $H(\omega_k) = [H_{ri}(\omega_k)]$ ,  $i$  allant de 1 à  $n$  et  $r$  allant de 1 à  $m$ , où  $H_{ri}(\omega_k)$  est la valeur, à la fréquence  $\omega_k$ , de la transformée de Fourier de la réponse impulsionnelle  $h_{ri}(t)$ ,

25 (b122) on détermine pour chaque point de focalisation  $r$  correspondant à un transducteur du réseau cible,  $n$  composantes  $E_i(\omega_k, r)$ ,  $i$  variant entre 1 et  $n$ , telles que  $F(\omega_k, r) = H(\omega_k) \cdot E(\omega_k, r)$ , où  $E(\omega_k, r) = [E_i(\omega_k, r)]$  est un vecteur à  $n$  composantes,  $F(\omega_k, r)$  est un vecteur à  $m$   
30 composantes  $F_l(\omega_k, r)$ ,  $l$  variant entre 1 et  $m$ , ces  $m$  composantes  $F_l(\omega_k, r)$  correspondant à une focalisation souhaitée des ondes acoustiques à la fréquence  $\omega_k$  sur le point de focalisation  $r$  correspondant à un transducteur du réseau cible,

(b123) on en déduit, pour chaque point de focalisation  $r$  correspondant à un transducteur du réseau cible, un vecteur de  $n$  signaux temporels  $e(t,r)=[e_i(t,r)]$ ,

$i$  variant entre 1 et  $n$ , où  $e_i(t,r)=\sum_{k=1}^n E_i(\omega_k,r).e^{j\omega_k t}$  en notation

5 complexe, ces signaux  $e_i(t,r)$  étant adaptés pour que l'émission de ces derniers respectivement par les différents transducteurs  $i$  du réseau d'imagerie génère une impulsion acoustique focalisée sur le point de focalisation  $r$  du réseau cible,

10 (b124) une sous-étape de correction des aberrations générées par la couche aberratrice entre le milieu sensiblement homogène et chaque transducteur cible  $r$ , ces aberrations étant estimées sur la base des mesures précédemment effectuées, les aberrations ainsi estimées  
15 étant utilisées pour calculer lesdits signaux temporels de référence  $e'_i(t,r)$  ;

- au cours de la sous-étape (b122) on calcule  $p$  matrices  $H^{-1}(\omega_k)$ , respectivement par régularisation et inversion des matrices de transfert  $H(\omega_k)$ , et pour chaque  
20 transducteur  $r$  du réseau cible, on calcule le vecteur  $E(\omega_k,r)$  par la formule :

$$E(\omega_k,r)=H^{-1}(\omega_k).F(\omega_k,j) ;$$

- au cours de l'étape (b122), les composantes  $F_l(\omega_k,r)$  du vecteur  $F(\omega_k,r)$  correspondant à la répartition  
25 spatiale du champ désiré à la fréquence  $\omega_k$ , sont égales à 0 pour  $l \neq r$  et égale à 1 pour  $l=r$  ;

- au cours de la sous-étape (b124), on assimile la paroi aberratrice, au voisinage de chaque point de focalisation  $r$  correspondant à un transducteur du réseau  
30 cible, à un filtre à réponse impulsionnelle finie, défini à chaque fréquence  $\omega_k$  par une amplitude  $G_r(\omega_k)$  et une phase  $\phi_r(\omega_k)$ , la sous-étape (b124) comportant elle-même les sous-étapes suivantes :



(b1241) on calcule, pour chaque fréquence  $\omega_k$ , l'amplitude  $G_r(\omega_k)$  et la phase  $\phi_r(\omega_k)$ , à partir soit des signaux  $e_i(t, r)$ , soit des vecteurs  $E(\omega_k, r)$ ,

(b1242) on calcule  $p$  matrices de transfert corrigées  $H'(\omega_k) = [H'_{ji}(\omega_k)]$ , où

$$H'_{ji}(\omega_k) = H_{ji}(\omega_k) \cdot \frac{1}{G_j(\omega_k)} e^{-j\phi_j(\omega_k)},$$

(b1243) on détermine pour chaque transducteur  $r$  du réseau cible,  $n$  composantes  $E'_i(\omega_k, r)$ ,  $i$  variant entre 1 et  $n$ , telles que  $F(\omega_k, r) = H'(\omega_k) \cdot E'(\omega_k, r)$ , où  $E'(\omega_k, r) = [E_i(\omega_k, r)]$  est un vecteur à  $n$  composantes,  $F(\omega_k, r)$  est un vecteur à  $m$  composantes  $F_l(\omega_k, r)$ ,  $l$  variant entre 1 et  $m$ , ces  $m$  composantes  $F_l(\omega_k, r)$  correspondant à une focalisation souhaitée des ondes acoustiques à la fréquence  $\omega_k$  sur le point de focalisation  $r$  correspondant à un transducteur du réseau cible,

(b1244) on en déduit, pour chaque point de focalisation  $r$  correspondant à un transducteur du réseau cible, un vecteur de  $n$  signaux temporels de référence  $e'(t, r) = [e'_i(t, r)]$ ,  $i$  variant entre 1 et  $n$ , où

$$e'_i(t, r) = \sum_{k=1}^p E'_i(\omega_k, r) \cdot e^{j\omega_k t} \text{ en notation complexe ;}$$

au cours de la sous-étape (b1241), on calcule l'amplitude  $G_r(\omega_k)$  et la phase  $\phi_r(\omega_k)$  comme suit :

$$G_r(\omega_k) = \frac{\sqrt{\sum_{i=1}^n E_i(\omega_k, r_0) \cdot E_i^*(\omega_k, r_0)}}{\sqrt{\sum_{i=1}^n E_i(\omega_k, r) \cdot E_i^*(\omega_k, r)}}$$

$$\phi_r(\omega_k) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \left( \arg(E_i(\omega_k, r_0)) - \arg(E_i(\omega_k, r) e^{-j\Delta\tau(r_0, r, i)\omega_k}) \right)$$

où :

$E_i^*$  est la valeur complexe conjuguée de  $E_i$ ,

et  $\Delta\tau(r_0, r, i) = (d(r_0, i) - d(r, i)) / c$ ,  $d(r, i)$  étant la

distance entre le transducteur  $i$  et le point de focalisation  $r$ , et  $d(r_0, i)$  étant la distance entre le transducteur  $i$  et un point de focalisation particulier  $r_0$  ;

- la sous-étape (b12) comporte elle-même les sous-étapes suivantes :

(b121) on détermine  $p$  matrices de transfert  $H(\omega_k) = [H_{ri}(\omega_k)]$ ,  $i$  allant de 1 à  $n$  et  $r$  allant de 1 à  $m$ , où  $H_{ri}(\omega_k)$  est la valeur, à la fréquence  $\omega_k$ , de la transformée de Fourier de la réponse impulsionnelle  $h_{ri}(t)$ ,

(b122') on corrige les matrices de transfert  $H(\omega_k)$  pour s'affranchir des aberrations générées par la paroi aberratrice au voisinage de chaque point de focalisation  $r$ , cette correction étant effectuée à partir des réponses impulsionnelles  $h_{ri}(t)$  précédemment déterminées, et on obtient ainsi des matrices de transfert corrigées  $H'(\omega_k)$ ,

(b123') on détermine pour chaque point de focalisation  $r$  correspondant à un transducteur du réseau cible,  $n$  composantes  $E'_i(\omega_k, r)$ ,  $i$  variant entre 1 et  $n$ , telles que  $F(\omega_k, r) = H'(\omega_k) \cdot E'(\omega_k, r)$ , où  $E'(\omega_k, r) = [E'_i(\omega_k, r)]$  est un vecteur à  $n$  composantes,  $F(\omega_k, r)$  est un vecteur à  $m$  composantes  $F_l(\omega_k, r)$ ,  $l$  variant entre 1 et  $m$ , ces  $m$  composantes  $F_l(\omega_k, r)$  correspondant à une focalisation souhaitée des ondes acoustiques à la fréquence  $\omega_k$  sur le point de focalisation  $r$  correspondant à un transducteur du réseau cible,

(b124') on en déduit, pour chaque point de focalisation  $r$  correspondant à un transducteur du réseau cible, un vecteur de  $n$  signaux temporels  $e'(t, r) = [e'_i(t, r)]$ ,  $i$  variant entre 1 et  $n$ , où

$$e'_i(t, r) = \sum_{k=1}^p E'_i(\omega_k, r) \cdot e^{j\omega_k t} \quad \text{en notation complexe, les signaux}$$

$e'_i(t, r)$  étant lesdits signaux de référence ;

- au cours de la sous-étape (b123') on calcule  $p$

matrices  $H'^{-1}(\omega_k)$ , respectivement par régularisation et inversion des matrices de transfert  $H'(\omega_k)$ , et pour chaque transducteur  $r$  du réseau cible, on calcule le vecteur  $E'(\omega_k, r)$  par la formule :

$$5 \quad E'(\omega_k, r) = H'^{-1}(\omega_k) \cdot F(\omega_k, j) ;$$

- au cours de l'étape (b123'), les composantes  $F_l(\omega_k, r)$  du vecteur  $F(\omega_k, r)$  correspondant à la répartition spatiale du champ désiré à la fréquence  $\omega_k$ , sont égales à 0 pour  $l \neq r$  et égale à 1 pour  $l = r$  ;

10 - au cours de la sous-étape (b122'), on assimile la paroi aberratrice, au voisinage de chaque point de focalisation  $r$  correspondant à un transducteur du réseau cible, à un filtre à réponse impulsionnelle finie, défini à chaque fréquence  $\omega_k$  par une amplitude  $G_r(\omega_k)$  et une phase  $\phi_r(\omega_k)$ , la sous-étape (b122') comportant elle-même les

15 sous-étapes suivantes :

(b122'1) on calcule, pour chaque fréquence  $\omega_k$ , l'amplitude  $G_r(\omega_k)$  et la phase  $\phi_r(\omega_k)$ , à partir des réponses impulsionnelles précédemment déterminées,

20 (b122'2) on calcule  $p$  matrices de transfert corrigées  $H'(\omega_k) = [H'_{ji}(\omega_k)]$ , où

$$H'_{ji}(\omega_k) = H_{ji}(\omega_k) \cdot \frac{1}{G_j(\omega_k)} e^{-j\phi_j(\omega_k)} ;$$

- au cours de la sous-étape (b122'1) on calcule, pour chaque fréquence  $\omega_k$ , l'amplitude  $G_r(\omega_k)$  et la phase  $\phi_r(\omega_k)$ , de la manière suivante :

25

$$G_r(\omega_k) = \frac{\sqrt{\sum_{i=1}^n H_{ri}(\omega_k) \cdot H_{ri}^*(\omega_k)}}{\sqrt{\sum_{i=1}^n H_{0,i}(\omega_k) \cdot H_{0,i}^*(\omega_k)}}$$

$$\phi_r(\omega_k) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \left( \arg(H_{ri}(\omega_k) e^{j\Delta \pi f_{r,i}(\omega_k)}) - \arg(H_{0,i}(\omega_k)) \right), \text{ où :}$$

.  $H^*r_i$  désigne la valeur complexe conjuguée de  $Hr_i$ ,  
. et  $\Delta\tau(r_0, r, i) = (d(r_0, i) - d(r, i)) / c$ ,  $d(r, i)$  étant la  
distance entre le transducteur  $i$  et le point de  
focalisation  $r$ , et  $d(r_0, i)$  étant la distance entre le  
5 transducteur  $i$  et un point de focalisation particulier  $r_0$  ;  
- au cours de l'étape (c), on fait suivre la sous-  
étape (c1) par les sous-étapes suivantes :  
(c2) on fait capter par lesdits transducteurs du  
réseau d'imagerie des signaux  $s_i(t)$  rétrodiffusés par le  
10 milieu hétérogène dissipatif,  
(c3) on convolve le signal de référence émis par  
chaque transducteur du réseau d'imagerie avec le signal  
rétrodiffusé capté par ce transducteur,  
(c4) puis on somme les produits de convolution  
15 ainsi obtenus,  
l'étape (c) étant renouvelée pour une pluralité de points  
situés dans le milieu sensiblement homogène ;  
- au cours de la sous-étape (b21), la première  
estimation de chaque signal de référence est  $e'_i(t, q) =$   
20  $e'_i(t_s + \theta_i(q), q_0)$  pour chaque point de focalisation  $q$ ,  $q_0$   
étant l'indice d'un point de focalisation proche du point  $q$   
pour lequel le signal de référence a déjà été déterminé,  
 $\theta_i(q)$  étant un retard égal à une valeur  $\delta_i(q)/c$ , où  $c$  est  
la célérité moyenne des ondes acoustiques dans le milieu,  
25 et  $\delta_i(q)$  est égal à une différence entre d'une part, une  
distance entre le transducteur  $i$  du réseau d'imagerie et le  
point de focalisation  $q_0$ , et d'autre part, une distance  
entre le transducteur  $i$  du réseau d'imagerie et le point de  
focalisation  $q$ ,  
30 - au cours de la sous-étape (b2), lorsqu'au moins  
certains transducteurs d'indice  $v$  du réseau d'imagerie ne  
sont pas directement au contact de la couche aberratrice,  
on corrige les signaux  $e'_v(t, q)$  correspondants par  
repropagation numérique pour simuler des transducteurs  
35 placés en contact direct avec la couche aberratrice ;

- au cours de la sous-étape (b22), on recherche les valeurs  $\alpha_i(q)$  et  $\tau_i(q)$  pour maximiser le critère de cohérence C suivant :

$$C = \frac{\left\langle \left| \sum_{i=1}^n \alpha_i g_i(t - \tau_i, q) \right|^2 \right\rangle}{n \sum_{i=1}^n \langle |\alpha_i g_i(t - \tau_i, q)|^2 \rangle}, \text{ où :}$$

5 .  $g_i(t, q) = s_i(t) \otimes e_i(t, q)$ ,  $\otimes$  représentant l'opération de convolution,

et  $\langle \rangle$  représente une moyenne temporelle ;

- au cours de la sous-étape (b22), les valeurs  $\tau_i(q)$  sont calculées en maximisant une fonction d'intercorrélacion, pour des transducteurs voisins du réseau d'imagerie, des signaux  $g_i(t, q)$  et  $g_{i+1}(t, q)$  ;

- au cours de la sous-étape (b22), les valeurs  $\alpha_i(q)$  sont calculées de manière à égaliser sur l'indice i l'amplitude maximale des fonctions  $g_i(t, q)$  ;

15 - au cours de la sous-étape (b22), les valeurs  $\alpha_i(q)$  et  $\tau_i(q)$  sont calculées en réalisant une intercorrélacion, pour des transducteurs voisins du réseau d'imagerie, des signaux  $g_i(t, q)$  et  $g_{i+1}(t, q)$  ;

- au cours de la sous-étape (b22), les valeurs  $\alpha_i(q)$  et  $\tau_i(q)$  sont calculées de manière à égaliser sur l'indice i l'amplitude maximale des fonctions  $g_i(t, q)$  ;

- la sous-étape (b22) relative à chaque point de focalisation q est réalisée immédiatement après la sous-étape (b21) relative au même point de focalisation q ;

25 - le milieu hétérogène dissipatif est constitué par le cerveau entouré par le crâne ;

- le réseau d'imagerie et le réseau cible sont deux réseaux distincts disposés de part et d'autre du milieu hétérogène dissipatif ;

30 - tous les transducteurs appartiennent à la fois au réseau d'imagerie et au réseau cible ;

- les ondes acoustiques sont des ondes ultrasonores.

Par ailleurs, l'invention a également pour objet un dispositif adapté pour mettre en œuvre le procédé défini  
5 ci-dessus.

D'autres caractéristiques et avantages de l'invention apparaîtront au cours de la description suivante d'une de ses formes de réalisation, donnée à titre d'exemple non limitatif, en regard du dessin joint.

10 Sur le dessin, la figure unique représente un dispositif d'imagerie ultrasonore selon une forme de réalisation de l'invention.

Le dispositif 1 d'imagerie ultrasonore représenté sur le dessin est adapté pour réaliser une image  
15 échographique par ultrasons du cerveau 2 d'un patient (à des fréquences par exemple de l'ordre de 1 à 3 MHz), depuis l'extérieur du crâne 3, le cerveau 2 constituant un milieu sensiblement homogène pour la propagation des ondes acoustiques et le crâne 3 constituant une couche  
20 aberratrice dissipative, de sorte que l'ensemble de la boîte crânienne 2,3 constitue un milieu hétérogène dissipatif.

En variante, l'invention serait applicable notamment :

25 - à l'imagerie acoustique de tout autre milieu hétérogène dissipatif non homogène comprenant un milieu sensiblement homogène entouré par une couche dissipative relativement peu épaisse générant des aberrations dans la propagation des ondes ultrasonores,

30 - ou à tout autre procédé impliquant au moins une focalisation à l'émission dans un tel milieu.

Dans l'exemple représenté sur le dessin, le dispositif d'imagerie 1 comporte un micro-ordinateur 4, ou tout autre dispositif de commande et/ou de visualisation  
35 des images ultrasonores, ce micro-ordinateur comportant

classiquement un clavier 4a associé éventuellement à d'autres interfaces de commande et un écran 4b permettant de visualiser les images du cerveau 2.

Par ailleurs, le dispositif d'imagerie 1 comporte  
5 deux réseaux 5, 6 de transducteurs ultrasons T1, T2... Tn et T'1, T'2... T'm formant par exemple deux barrettes linéaires de transducteurs qui sont disposées de part et d'autre du crâne 3 de l'utilisateur, dans des positions géométriques prédéterminées l'une par rapport à l'autre, chaque barrette  
10 de transducteur 5, 6 étant mise en contact avec le crâne 3 par l'intermédiaire d'une couche 7 de gel ou similaire.

Les différents transducteurs T1, T2... Tn et T'1, T'2... T'm peuvent être commandés directement par le micro-ordinateur 4, ou de préférence par une unité centrale  
15 électronique CPU contenue par exemple dans une baie électronique 8 et elle-même commandée par le micro-ordinateur 4.

Avantageusement, chacun des transducteurs T1, T2... Tn, T'1, T'2, T'm est relié à un échantillonneur,  
20 respectivement E1, E2... En, E'1, E'2, E'm, et chaque échantillonneur est lui-même relié à une mémoire, respectivement M1, M2... Mm, M'1, M'2... M'm et à une unité centrale C1, C2, ... Cm, C'1, C'2, ... C'm. Ces mémoires et ces unités centrales sont à leur tour reliés, directement ou  
25 indirectement, à l'unité centrale CPU susmentionnée, qui est par ailleurs reliée au moins à une mémoire centrale M.

Le dispositif qui vient d'être décrit fonctionne comme suit.

Initialement, les deux réseaux de transducteurs 5,  
30 6 sont fixés de part et d'autre du crâne 3 du patient, dans lesdites positions prédéterminées. A cet effet, les réseaux de transducteurs 5, 6, dits respectivement réseau d'imagerie et réseau cible, peuvent être portés par un support rigide tel qu'un casque (non représenté) disposé  
35 autour de la tête du patient.

Ensuite, le dispositif suit une étape d'apprentissage de quelques minutes (avantageusement 1 à 3 minutes) permettant de prendre en compte l'ensemble des aberrations de propagation dues au caractère non homogène du milieu dissipatif formé par le crâne 3 et le cerveau 2.

Au cours de cette étape d'apprentissage on fait d'abord émettre successivement par chacun des transducteurs  $T_1, T_2, \dots, T_i, \dots, T_n$  du réseau d'imagerie 5, une impulsion acoustique, et pour chaque impulsion émise par l'un des transducteurs  $T_i$  du réseau d'imagerie, on enregistre le signal capté par les transducteurs  $T'_1, T'_1, \dots, T'_r, \dots, T'_m$  du réseau cible 6, c'est-à-dire la réponse impulsionnelle  $h_{ri}(t)$  du milieu hétérogène dissipatif entre le transducteur  $i$  considéré du réseau d'imagerie 5 et chaque transducteur  $j$  du réseau cible 6.

Chaque réponse impulsionnelle  $h_{ri}(t)$  est enregistrée sous forme numérique avec un certain échantillonnage temporel qui détermine un certain nombre  $p$  de composantes fréquentielles monochromatiques de la réponse impulsionnelle, correspondant chacune à une fréquence  $\omega_k$ ,  $k$  étant un indice compris entre 1 et  $p$ .

Dans le cas envisagé ici, où au moins certains transducteurs du réseau cible et/ou du réseau d'imagerie ne sont pas directement au contact avec la couche aberratrice 3, on corrige les réponses impulsionnelles pour simuler des transducteurs virtuels disposés au contact de ladite couche aberratrice. La position de la couche par rapport aux transducteurs peut éventuellement être obtenue par imagerie conventionnelle (échographie ultrasonore, scanner X, IRM, etc.). Les réponses impulsionnelles corrigées sont calculées par un algorithme de repropagation numérique connu, décrit notamment dans les articles suivants :

- "Ultrasonic beam steering through inhomogeneous layers with a time reversal mirror", C.DORME, M. FINK, *IEEE Transactions Ultrasonics, Ferroelectric and Frequency*



Control, 43 (1), janvier 1996, p 167-175,

- "Focusing and steering through absorbing and aberrating layers : Application to ultrasonic propagation through the skull" Journal of Acoustical Society of America, 103 (5), Mai 1998, p. 2403-2410,

- et "Propagation and backpropagation for ultrasonic wavefront design" Liu, D.-L., and Waag, R. C. IEEE Trans. on Ultras. Ferro. and Freq. Contr. 44(1):1-13 (1997).

10 Dans ce qui suit,  $h_{ri}(t)$  dénommera donc les réponses impulsives pour des éléments (réels ou virtuels) situés contre la couche aberratrice. De plus, les éléments virtuels ou réels situés contre la couche aberratrice 3 seront appelés ci-après "points de focalisation" d'indice  $r$  compris entre 1 et  $m$ .

Lorsque les transducteurs du réseau d'imagerie 5 émettent des signaux acoustiques  $e_i(t)$ , ces signaux génèrent au niveau des transducteurs  $r$  du réseau cible 6 des signaux acoustiques  $f_r(t)$  s'exprimant comme suit :

$$20 \quad f_r(t) = \sum_{i=1}^n h_{ri}(t) \otimes e_i(t),$$

où  $\otimes$  représente l'opérateur de convolution temporelle.

Après transformée de Fourier, cette équation devient :

$F(\omega k) = H(\omega k) \cdot E(\omega k)$ , où :

25 -  $H(\omega k)$  est la matrice de transfert, de taille  $m \times n$ , entre les transducteurs  $T_i$  du réseau d'imagerie et les transducteurs  $T_r$  du réseau cible : les composantes  $H_{ri}(\omega k)$  de cette matrice sont les composantes des transformées de Fourier des réponses impulsives  $h_{ri}(t)$  à la fréquence 30  $\omega k$ ,

-  $E(\omega k)$  est un vecteur dont les composantes  $E_i(\omega k)$  sont les composantes de la transformée de Fourier des signaux  $e_i(t)$  susmentionnés à la fréquence  $\omega k$ ,

- et  $F(\omega k)$  est un vecteur dont les composantes  $F_j(\omega k)$  sont les composantes de la transformée de Fourier des signaux  $f_j(t)$  susmentionnés à la fréquence  $\omega k$ .

Par inversion de chaque matrice de transfert  $H(\omega k)$ ,  
 5 on peut donc déterminer le vecteur  $E(\omega k, j)$  qui est adapté pour générer au niveau du point de focalisation  $r$  correspondant au transducteur  $T'r$  du réseau cible, un vecteur  $F(\omega k, j)$  dont toutes les composantes se rapprochent au mieux de l'objectif initialement fixé (de préférence  
 10 toutes égales à zéro, sauf la composante d'indice  $j$  correspondant au transducteur  $T'j$ , qui est égale à 1 lorsqu'on veut émettre une impulsion acoustique au niveau du point de focalisation  $r$ ), grâce à la relation :

$$E(\omega k, j) = H^{-1}(\omega k) \cdot F(\omega k, j),$$

15 où  $H^{-1}(\omega k)$  est la matrice inverse de  $H(\omega k)$ .

$H^{-1}(\omega k)$  peut être calculée par exemple par décomposition en valeurs singulières, ceci permettant une régularisation de l'inversion de la matrice  $H(\omega k)$ .

Puis on détermine, par transformée de Fourier  
 20 inverse des différentes composantes  $E_i(\omega k, j)$  du vecteur  $E(\omega k, j)$ , les différents signaux de référence  $e_i(t, j)$  qui, lorsqu'ils sont émis par les différents transducteurs  $T_i$  du réseau d'imagerie 5, sont adaptés pour focaliser une impulsion acoustique (ou le cas échéant un autre signal  
 25 acoustique) au niveau du point de focalisation  $r$ . On a donc réalisé une focalisation du réseau d'imagerie 5 sur chaque transducteur du réseau cible 6, par filtre inverse spatio-temporel.

L'unité centrale CPU suit ensuite un processus  
 30 d'apprentissage des aberrations dues à la paroi du crâne 3 au niveau du réseau cible.

Au cours de ce processus, ces aberrations sont considérées comme un filtre à réponse impulsionnelle finie.

Dans le domaine de Fourier, ce filtre est défini à

chaque fréquence  $\omega_k$  une amplitude  $G_r(\omega_k)$  et une phase  $\phi_r(\omega_k)$ .

Pour calculer ces coefficients, on compare la phase et l'amplitude de l'ensemble des vecteurs  $E_r$ . A cet effet, on commence par éliminer les déphasages introduits par les différences de marche entre les transducteurs d'imagerie  $T_i$  et les différents points de focalisation indicés  $r$ . Ceci revient à choisir un point de focalisation particulier  $r_0$ , et introduire pour les autres un déphasage linéaire avec la pulsation :  $\exp(-j\Delta\tau(r_0, r, i)\omega)$  avec  $\Delta\tau(r_0, r, i) = (d(r_0, i) - d(r, i))/c$  où  $d(r, i)$  est la distance entre le transducteur  $i$  et le point de focalisation  $r$  et  $c$  est la vitesse moyenne des ondes acoustiques dans le milieu à imager, en l'occurrence le cerveau 2.

Cette correction effectuée, les différences d'amplitude et de phase entre les vecteurs  $E_r$  sont attribuées à la couche aberratrice 3 située contre le réseau cible. On calcule alors pour chaque point de focalisation  $r$ , le facteur de gain  $G_j(\omega_k)$  et le facteur de phase  $\phi_j(\omega_k)$  :

$$G_r(\omega_k) = \frac{\sqrt{\sum_{i=1}^n E_i(\omega_k, r_0) \cdot E_i^*(\omega_k, r_0)}}{\sqrt{\sum_{i=1}^n E_i(\omega_k, r) \cdot E_i^*(\omega_k, r)}}$$

$$\phi_r(\omega_k) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \left( \arg(E_i(\omega_k, r_0)) - \arg(E_i(\omega_k, r) e^{-j\Delta\tau(r_0, r, i)\omega_k}) \right)$$

où  $E_i^*$  est la valeur complexe conjuguée de  $E_i$ .

Ces couples  $\{G_j(\omega_k), \phi_j(\omega_k)\}$  correspondent au facteur d'atténuation et au déphasage relatifs introduits à chaque fréquence par la portion de couche aberratrice 3 située contre le point de focalisation  $r$ . Ils caractérisent donc finalement les aberrations introduites par la portion de couche aberratrice située contre le réseau cible.

On élimine ensuite les aberrations introduites par

la couche aberratrice 3 située contre les transducteurs cibles, dans l'ensemble des p matrices  $H(\omega_k)=[H_{ji}(\omega_k)]$ , définies ci-dessus.

Pour cela, on calcule un nouvel ensemble de  
5 matrices de transfert  $H'(\omega_k)=[H'_{ji}(\omega_k)]$  caractérisant la propagation entre le réseau d'imagerie et le réseau cible dans un milieu virtuel pour lequel seules subsistent les aberrations situées contre le réseau d'imagerie :

$$H'_{ji}(\omega_k) = H_{ji}(\omega_k) \cdot \frac{1}{G_j(\omega_k)} e^{-j\phi_j(\omega_k)}.$$

10 On détermine alors pour chaque transducteur r du réseau cible, n composantes  $E'_i(\omega_k, r)$ , i variant entre 1 et n, telles que  $F(\omega_k, r) = H'(\omega_k) \cdot E'(\omega_k, r)$ , où  $E'(\omega_k, r) = \{E'_i(\omega_k, r)\}$  est un vecteur à n composantes,  $F(\omega_k, r)$  est un vecteur à m composantes  $F_l(\omega_k, r)$ , l variant entre 1 et m,  
15 ces m composantes  $F_l(\omega_k, r)$  correspondant à une focalisation souhaitée des ondes acoustiques à la fréquence  $\omega_k$  sur le point de focalisation r correspondant à un transducteur du réseau cible.

On en déduit, pour chaque point de focalisation r  
20 correspondant à un transducteur du réseau cible, un vecteur de n signaux temporels de référence  $e'(t, r)=[e'_i(t, r)]$ , i variant entre 1 et n, où  $e'_i(t, r) = \sum_{k=1}^p E_i(\omega_k, r) \cdot e^{j\omega_k t}$  en notation complexe.

Ces signaux de référence  $e'_i(t, j)$  sont adaptés pour  
25 que l'émission de ces derniers respectivement par les différents transducteurs i du réseau d'imagerie génère une impulsion acoustique focalisée sur le transducteur j du réseau cible en l'absence de la couche aberratrice située contre le réseau cible.

30 On notera qu'en variante, les signaux de référence pourraient être déterminés de la façon suivante après la détermination des réponses impulsionnelles  $h_{ri}(t)$  et des p

matrices de transfert  $H(\omega_k)$  :

- on corrige les matrices de transfert  $H(\omega_k)$  pour s'affranchir des aberrations générées par la paroi aberratrice 3 au voisinage de chaque point de focalisation  $r$ , cette correction étant effectuée à partir des réponses impulsives  $h_{ri}(t)$  précédemment déterminées, et on obtient ainsi des matrices de transfert corrigées  $H'(\omega_k)$ ,

- on détermine par inversion des matrices  $H'(\omega_k)$ , pour chaque point de focalisation  $r$  correspondant à un transducteur du réseau cible,  $n$  composantes  $E'_i(\omega_k, r)$ ,  $i$  variant entre 1 et  $n$ , telles que  $F(\omega_k, r) = H'(\omega_k) \cdot E'(\omega_k, r)$ , où  $E'(\omega_k, r) = [E'_i(\omega_k, r)]$  est un vecteur à  $n$  composantes,  $F(\omega_k, r)$  est un vecteur à  $m$  composantes  $F_l(\omega_k, r)$ ,  $l$  variant entre 1 et  $m$ , ces  $m$  composantes  $F_l(\omega_k, r)$  correspondant à une focalisation souhaitée des ondes acoustiques à la fréquence  $\omega_k$  sur le point de focalisation  $r$  correspondant à un transducteur du réseau cible,

- et on en déduit, pour chaque point de focalisation  $r$  correspondant à un transducteur du réseau cible, un vecteur de  $n$  signaux temporels  $e'(t, r) = [e'_i(t, r)]$ ,  $i$  variant entre 1 et  $n$ , où  $e'_i(t, r) = \sum_{k=1}^p E'_i(\omega_k, r) \cdot e^{j\omega_k t}$  en notation complexe, les signaux  $e'_i(t, r)$  étant lesdits signaux de référence.

Avantageusement, lors du calcul des matrices  $H'(\omega_k)$ , on assimile la paroi aberratrice, au voisinage de chaque point de focalisation  $r$  correspondant à un transducteur du réseau cible, à un filtre à réponse impulsionnelle finie, défini à chaque fréquence  $\omega_k$  par une amplitude  $G_r(\omega_k)$  et une phase  $\phi_r(\omega_k)$  calculés comme suit :

$$G_r(\omega_k) = \frac{\sqrt{\sum_{i=1}^n H_{ri}(\omega_k) \cdot H_{ri}^*(\omega_k)}}{\sqrt{\sum_{i=1}^n H_{i0,i}(\omega_k) \cdot H_{i0,i}^*(\omega_k)}}$$

$$\phi_r(\omega_k) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \left( \arg(H_{ri}(\omega_k) e^{j\Delta d(r,r_0)\omega_k}) - \arg(H_{i0}(\omega_k)) \right), \text{ où :}$$

.  $H_{ri}$  désigne la valeur complexe conjuguée de  $H_{ri}$ ,  
 . et  $\Delta d(r_0, r, i) = (d(r_0, i) - d(r, i)) / c$ ,  $d(r, i)$  étant la  
 5 distance entre le transducteur  $i$  et le point de  
 focalisation  $r$ , et  $d(r_0, i)$  étant la distance entre le  
 transducteur  $i$  et un point de focalisation particulier  $r_0$ .

On calcule ensuite  $p$  matrices de transfert  
 corrigées  $H'(\omega_k) = [H'_{ji}(\omega_k)]$ , où

10  $H'_{ji}(\omega_k) = H_{ji}(\omega_k) \cdot \frac{1}{G_j(\omega_k)} e^{-j\phi_i(\omega_k)}$ , qui servent à déterminer les

vecteurs  $E'_i(\omega_k)$  comme explicité précédemment et donc les  
 différents signaux de référence  $e'_i(t, r)$ ,  $r$  allant de 1 à  
 m.

L'unité centrale CPU procède ensuite à un  
 15 apprentissage de focalisation en un nombre  $R$  de points de  
 focalisation prédéterminés situés dans le cerveau 2,  
 d'indices  $q$  compris entre  $m+1$  et  $m+R$ , cette sous-étape  
 consistant à déterminer pour chacun de ces points de  
 focalisation  $q$ , en s'éloignant pas à pas des transducteurs  
 20 du réseau cible, des signaux de référence  $e'_i(t, q)$  à faire  
 émettre par les différents transducteurs du réseau  
 d'imagerie pour générer une impulsion focalisée sur ledit  
 point de focalisation  $q$ .

Les signaux de référence  $e'_i(t, q)$  sont initialement  
 25 déterminés, pour chaque nouveau point de focalisation  $q$ ,  
 sous la forme  $e'_i(t, q) = e'_i(t + \theta_i(q), q_0)$  pour chaque point  
 de focalisation  $q$ ,  $q_0$  étant l'indice d'un point de  
 focalisation proche du point  $q$  pour lequel le signal de  
 référence a déjà été déterminé, le retard  $\theta_i(q)$  étant  
 30 initialement égal à une valeur  $\delta_i(q)/c$ , où  $c$  est la valeur  
 moyenne de célérité des ondes acoustiques dans le milieu,  
 et  $\delta_i(q)$  est égal à une différence entre d'une part, une

distance entre le transducteur  $i$  du réseau d'imagerie et le point de focalisation  $q_0$ , et d'autre part, une distance entre le transducteur  $i$  du réseau d'imagerie et le point de focalisation  $q$ .

5 Dans le cas où certains transducteurs d'indice  $v$  du réseau d'imagerie ne sont pas situés contre la couche aberratrice, il est en outre souhaitable de corriger les signaux de référence les signaux  $e'_v(t, q)$  correspondants par repropagation numérique des transducteurs virtuels  
 10 (situés contre la couche aberratrice 3) aux transducteurs réels (séparés de ladite couche 3 par du gel 7 ou autre), de façon connue en soi, par le procédé inverse de celui décrit ci-dessus en ce qui concerne les réponses impulsives.

15 On fait ensuite émettre par les transducteurs du réseau d'imagerie, par itérations, les estimations obtenues des signaux de référence  $e'_i(t, q)$ , puis on capte avec les mêmes transducteurs les signaux,  $s_i(t, q)$ , rétrodiffusés par le milieu hétérogène dissipatif.

20 Puis, on modifie pour l'itération suivante ces signaux de référence  $e'_i(t, q)$  de la manière suivante :

$$e'_i(t) \rightarrow \alpha_i(q) \cdot e'_i(t - \tau_i(q))$$

où les valeurs  $\tau_i(q)$  et  $\alpha_i(q)$  sont un retard et un facteur d'amplitude correctifs, calculées pour maximiser un critère  
 25 de cohérence  $C$  entre lesdits signaux rétrodiffusés.

Avantageusement, le critère  $C$  pourra être le suivant :

$$C = \frac{\left\langle \left| \sum_{i=1}^n \alpha_i \cdot g_i(t - \tau_i, q) \right|^2 \right\rangle}{n \cdot \sum_{i=1}^n \left\langle |\alpha_i \cdot g_i(t - \tau_i, q)|^2 \right\rangle}, \text{ où :}$$

$g_i(t, q) = s_i(t) \otimes e'_i(t, q)$ ,  $\otimes$  représentant l'opération de  
 30 convolution,

et  $\langle \rangle$  représente une moyenne temporelle.

Dans ce processus d'optimisation, les valeurs  $\tau_i(q)$  peuvent être calculées à chaque itération de façon à maximiser une fonction d'intercorrélation, pour des transducteurs voisins du réseau d'imagerie, des signaux  
5  $g_i(t,q)$  et  $g_{i+1}(t,q)$  susmentionnés, et les valeurs  $\alpha_i(q)$  peuvent être calculées de manière à égaliser sur l'indice  $i$  l'amplitude maximale des fonctions  $g_i(t,q)$ .

On optimise ainsi les signaux de référence  $e^i(t,q)$ ,  $i$  allant de 1 à  $n$ , de façon qu'ils produisent un  
10 signal acoustique focalisé de façon précise sur le point de focalisation  $q$  situé dans le cerveau. Ce processus d'optimisation a déjà été explicité plus en détail par Mallart et al. (The Van Cittert-Zernike theorem in pulse echo measurements, J. Acoust. Soc. Am. 90(5), novembre  
15 1991, p. 2716-2727 ; Adaptative focusing in scattering media through sound speed inhomogeneities : the Van Cittert Zernike approach and focusing criterion, J. Acoust. Soc. Am. 96(6), décembre 1994, p. 3721-3732).

Lorsque cette optimisation est terminée pour un  
20 point de focalisation  $q$ , par exemple après 2 ou 3 itérations lorsque le critère  $C$  a atteint une valeur prédéterminée (notamment proche de 2/3), on passe au point de focalisation  $q+1$  suivant, etc.

Les signaux de référence  $e^i(t,q)$  ainsi obtenus  
25 sont mémorisés, par exemple dans les mémoires  $M1-Mn$ .

Une fois l'étape d'apprentissage terminée, on peut notamment réaliser des images échographiques du cerveau 2, éventuellement à un rythme élevé pouvant atteindre la cadence d'un échographe standard, par exemple 20 à 30  
30 images par seconde. Pour réaliser chacune de ces images, on procède comme suit, pour chaque point de focalisation  $q$  appartenant au champ à observer :

- on fait émettre respectivement par les transducteurs  $T_i$  du réseau d'imagerie, lesdits signaux de  
35 référence  $e_i(t,q)$ ,



- puis on fait capter par lesdits transducteurs du réseau d'imagerie des signaux  $s_i(t)$  rétrodiffusés par le milieu viscoélastique,

5 - on convolue le signal de référence  $e_i(t,q)$  émis par chaque transducteur du réseau d'imagerie avec le signal rétrodiffusé  $s_i(t)$  capté par ce transducteur,

- puis on somme les produits de convolution ainsi obtenus.

10 On notera que les différentes opérations susmentionnées réalisées au cours de l'étape d'apprentissage ou de l'étape d'imagerie peuvent être soit programmées dans l'unité centrale CPU, soit réalisées en tout ou partie par des circuits spécialisés.

15 Par ailleurs, on notera également que tous les transducteurs  $T_i$ ,  $T_r$  pourraient être utilisés pour réaliser les images échographiques du cerveau. Dans ce cas, le réseau d'imagerie serait confondu avec le réseau cible et chacun de ces deux réseaux comprendrait tous les transducteurs, le fonctionnement décrit ci-dessus  
20 s'appliquant alors mutatis mutandis.

REVENDICATIONS

1. Procédé non invasif de focalisation d'ondes  
acoustiques dans un milieu hétérogène dissipatif (2,3)  
5 comprenant un milieu sensiblement homogène (2) entouré au  
moins partiellement par une couche aberratrice dissipative  
(3) qui génère des aberrations dans la propagation des  
ondes acoustiques, les ondes acoustiques étant émises  
depuis l'extérieur de la couche aberratrice (3) et  
10 focalisées dans le milieu sensiblement homogène (2),  
caractérisé en ce qu'il comporte les étapes suivantes :

(a) une étape initiale de positionnement au cours  
de laquelle on fixe un nombre  $t$  supérieur à 2 de  
transducteurs acoustiques ( $T_1$ - $T_n$ ,  $T'_1$ - $T'_m$ ) dans des  
15 positions prédéterminées à l'extérieur de la couche  
aberratrice (3), ces transducteurs étant en contact avec  
ladite couche aberratrice et formant au moins :

- un réseau d'imagerie ( $T_1$ - $T_n$ ) qui regroupe un  
nombre  $n$  compris entre 1 et  $t$  desdits transducteurs,  
20 - et un réseau cible ( $T'_1$ - $T'_m$ ) qui regroupe un  
nombre  $m$  compris entre 1 et  $t$  desdits transducteurs,

(b) une étape d'apprentissage comprenant elle-même  
les sous étapes suivantes :

(b1) une sous-étape d'apprentissage de  
25 focalisation du réseau d'imagerie sur le réseau cible,  
sous-étape au cours de laquelle :

(b11) on détermine des réponses  
impulsionnelles  $h_{ri}(t)$  du milieu hétérogène dissipatif,  
respectivement entre chaque transducteur  $i$  du réseau  
30 d'imagerie et plusieurs points de focalisation  $r$  situés sur  
la couche aberratrice (3) en correspondance respective avec  
des transducteurs du réseau cible, ces réponses  
impulsionnelles étant mémorisées sous forme numérique avec  
un certain échantillonnage temporel qui détermine un nombre  
35  $p$  de composantes fréquentielles de la réponse

impulsionnelle, de fréquences respectives  $\omega_k$ ,  $i$  étant un indice compris entre 1 et  $n$  qui désigne un transducteur du réseau d'imagerie,  $r$  étant un indice compris entre 1 et  $m$  qui désigne un point de focalisation correspondant à un transducteur du réseau cible et  $k$  étant un indice compris entre 1 et  $p$  qui désigne une composante fréquentielle,

(b12) à partir de ces réponses impulsionnelles, on calcule, pour chaque point de focalisation  $r$  correspondant à un transducteur du réseau cible, un ensemble de  $n$  signaux de référence temporels  $e'_i(t, r)$ ,  $i$  variant entre 1 et  $n$ , tels que, si la paroi aberratrice était enlevée au voisinage du point de focalisation  $r$ , l'émission de ces signaux de référence par les différents transducteurs  $i$  du réseau d'imagerie génèrerait un signal prédéterminé focalisé sur le point de focalisation  $r$ ,

(b2) une sous-étape de focalisation en un nombre  $R$  de points de focalisation prédéterminés situés dans le milieu sensiblement homogène, d'indices  $q$  compris entre  $m+1$  et  $m+R$ , cette sous-étape consistant à déterminer pour chacun de ces points de focalisation  $q$ , en s'éloignant pas à pas des points de focalisation 1 à  $m$  correspondant aux transducteurs du réseau cible, des signaux de référence  $e'_i(t, q)$  à faire émettre par les différents transducteurs  $i$  du réseau d'imagerie pour générer une impulsion focalisée sur ledit point de focalisation  $q$ , les signaux de référence  $e'_i(t, q)$  étant déterminés pour chaque point de focalisation  $q$  en procédant comme suit :

(b21) une première estimation de  $e'_i(t, q)$ , pour  $i$  allant de 1 à  $n$ , est calculée à partir d'au moins un signal de référence  $e'_i(t, q_0)$ ,  $q_0$  étant l'indice d'au moins un point de focalisation proche du point de focalisation  $q$  pour lequel le signal de référence a déjà été déterminé, ce calcul étant fait en utilisant une célérité moyenne des ondes acoustiques dans le milieu sensiblement homogène (2),

(b22) on fait émettre par les transducteurs du réseau d'imagerie, par itérations, les estimations précédemment obtenues des signaux de référence  $e'_i(t,q)$ , puis on capte avec les mêmes transducteurs des signaux  $s_i(t,q)$  rétrodiffusés par le milieu hétérogène dissipatif, puis on modifie pour l'itération suivante ces signaux de référence  $e'_i(t,q)$  de la manière suivante :

$$e'_i(t) \rightarrow \alpha_i(q) \cdot e'_i(t - \tau_i(q))$$

où les valeurs  $\alpha_i(q)$  et  $\tau_i(q)$  sont un facteur d'amplitude et un retard correctifs, calculés pour maximiser un critère de cohérence  $C$  entre lesdits signaux rétrodiffusés, lesdites itérations étant arrêtées lorsque le critère  $C$  atteint un seuil prédéterminé,

(b3) on mémorise les signaux de référence  $e'_i(t,q)$ , au moins pour  $q$  compris entre  $m+1$  et  $m+R$ ,

(c) et une étape de focalisation au cours de laquelle, pour au moins un desdits points de focalisation  $q$ , on fait émettre respectivement par les transducteurs du réseau d'imagerie, lesdits signaux de référence  $e'_i(t,q)$ ,  $i$  étant un indice compris entre 1 et  $n$  désignant un transducteur du réseau d'imagerie.

2. Procédé selon la revendication 1, dans lequel au cours de la sous-étape (b11), lorsqu'au moins certains transducteurs ( $T1-Tm$ ,  $T'1-T'm$ ) sont en contact avec un milieu homogène intermédiaire lui-même en contact avec la couche aberratrice, on corrige les réponses impulsionnelles  $h_{ri}(t)$  par repropagation numérique pour simuler des transducteurs situés directement au contact de la couche aberratrice.

3. Procédé selon la revendication 1 ou la revendication 2, dans lequel la sous-étape (b12) comporte elle-même les sous-étapes suivantes :

(b121) on détermine  $p$  matrices de transfert  $H(\omega_k) = [H_{ri}(\omega_k)]$ ,  $i$  allant de 1 à  $n$  et  $r$  allant de 1 à  $m$ ,

où  $H_{ri}(\omega_k)$  est la valeur, à la fréquence  $\omega_k$ , de la transformée de Fourier de la réponse impulsionnelle  $h_{ri}(t)$ ,

(b122) on détermine pour chaque point de focalisation  $r$  correspondant à un transducteur du réseau cible,  $n$  composantes  $E_i(\omega_k, r)$ ,  $i$  variant entre 1 et  $n$ , telles que  $F(\omega_k, r) = H(\omega_k) \cdot E(\omega_k, r)$ , où  $E(\omega_k, r) = [E_i(\omega_k, r)]$  est un vecteur à  $n$  composantes,  $F(\omega_k, r)$  est un vecteur à  $m$  composantes  $F_l(\omega_k, r)$ ,  $l$  variant entre 1 et  $m$ , ces  $m$  composantes  $F_l(\omega_k, r)$  correspondant à une focalisation souhaitée des ondes acoustiques à la fréquence  $\omega_k$  sur le point de focalisation  $r$  correspondant à un transducteur du réseau cible,

(b123) on en déduit, pour chaque point de focalisation  $r$  correspondant à un transducteur du réseau cible, un vecteur de  $n$  signaux temporels  $e(t, r) = [e_i(t, r)]$ ,

$i$  variant entre 1 et  $n$ , où  $e_i(t, r) = \sum_{k=1}^p E_i(\omega_k, r) \cdot e^{j\omega_k t}$  en notation complexe, ces signaux  $e_i(t, r)$  étant adaptés pour que l'émission de ces derniers respectivement par les différents transducteurs  $i$  du réseau d'imagerie génère une impulsion acoustique focalisée sur le point de focalisation  $r$  du réseau cible,

(b124) une sous-étape de correction des aberrations générées par la couche aberratrice entre le milieu sensiblement homogène et chaque transducteur cible  $r$ , ces aberrations étant estimées sur la base des mesures précédemment effectuées, les aberrations ainsi estimées étant utilisées pour calculer lesdits signaux temporels de référence  $e^*_{i}(t, r)$ .

4. Procédé selon la revendication 3, dans lequel au cours de la sous-étape (b122) on calcule  $p$  matrices  $H^{-1}(\omega_k)$ , respectivement par régularisation et inversion des matrices de transfert  $H(\omega_k)$ , et pour chaque transducteur  $r$  du réseau cible, on calcule le vecteur  $E(\omega_k, r)$  par la

formule :

$$E(\omega k, r) = H^{-1}(\omega k) \cdot F(\omega k, j).$$

5. Procédé selon la revendication 3 ou la revendication 4, dans lequel au cours de l'étape (b122),  
 5 les composantes  $F_l(\omega k, r)$  du vecteur  $F(\omega k, r)$  correspondant à la répartition spatiale du champ désiré à la fréquence  $\omega k$ , sont égales à 0 pour  $l \neq r$  et égale à 1 pour  $l = r$ .

6. Procédé selon l'une quelconque des revendications 3 à 5, dans lequel au cours de la sous-étape  
 10 (b124), on assimile la paroi aberratrice, au voisinage de chaque point de focalisation  $r$  correspondant à un transducteur du réseau cible, à un filtre à réponse impulsionnelle finie, défini à chaque fréquence  $\omega k$  par une amplitude  $G_r(\omega k)$  et une phase  $\phi_r(\omega k)$ , la sous-étape (b124)  
 15 comportant elle-même les sous-étapes suivantes :

(b1241) on calcule, pour chaque fréquence  $\omega k$ , l'amplitude  $G_r(\omega k)$  et la phase  $\phi_r(\omega k)$ , à partir soit des signaux  $e_i(t, r)$ , soit des vecteurs  $E(\omega k, r)$ ,

(b1242) on calcule  $p$  matrices de transfert  
 20 corrigées  $H'(\omega k) = [H'_{ji}(\omega k)]$ , où

$$H'_{ji}(\omega k) = H_{ji}(\omega k) \cdot \frac{1}{G_j(\omega k)} e^{-j\phi_j(\omega k)},$$

(b1243) on détermine pour chaque transducteur  $r$  du réseau cible,  $n$  composantes  $E'_i(\omega k, r)$ ,  $i$  variant entre 1 et  $n$ , telles que  $F(\omega k, r) = H'(\omega k) \cdot E'(\omega k, r)$ ,  
 25 où  $E'(\omega k, r) = [E'_i(\omega k, r)]$  est un vecteur à  $n$  composantes,  $F(\omega k, r)$  est un vecteur à  $m$  composantes  $F_l(\omega k, r)$ ,  $l$  variant entre 1 et  $m$ , ces  $m$  composantes  $F_l(\omega k, r)$  correspondant à une focalisation souhaitée des ondes acoustiques à la fréquence  $\omega k$  sur le point de focalisation  $r$  correspondant  
 30 à un transducteur du réseau cible,

(b1244) on en déduit, pour chaque point de focalisation  $r$  correspondant à un transducteur du réseau

cible, un vecteur de  $n$  signaux temporels de référence  $e'(t,r)=[e'_i(t,r)]$ ,  $i$  variant entre 1 et  $n$ , où

$$e'_i(t,r)=\sum_{k=1}^n E_i(\omega_k,r) \cdot e^{j\omega_k t} \text{ en notation complexe.}$$

7. Procédé selon la revendication 6, dans lequel au  
5 cours de la sous-étape (b1241), on calcule l'amplitude  $G_r(\omega_k)$  et la phase  $\phi_r(\omega_k)$  comme suit :

$$G_r(\omega_k) = \frac{\sqrt{\sum_{i=1}^n E_i(\omega_k, r_0) \cdot E_i^*(\omega_k, r_0)}}{\sqrt{\sum_{i=1}^n E_i(\omega_k, r) \cdot E_i^*(\omega_k, r)}}$$

$$\phi_r(\omega_k) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \left( \arg(E_i(\omega_k, r_0)) - \arg(E_i(\omega_k, r) e^{-j\Delta\tau(r_0, r, i)\omega_k}) \right)$$

10 où :

$E_i^*$  est la valeur complexe conjuguée de  $E_i$ ,

et  $\Delta\tau(r_0, r, i) = (d(r_0, i) - d(r, i)) / c$ ,  $d(r, i)$  étant la  
distance entre le transducteur  $i$  et le point de  
focalisation  $r$ , et  $d(r_0, i)$  étant la distance entre le  
15 transducteur  $i$  et un point de focalisation particulier  $r_0$ .

8. Procédé selon la revendication 1 ou la  
revendication 2, dans lequel la sous-étape (b12) comporte  
elle-même les sous-étapes suivantes :

(b121) on détermine  $p$  matrices de transfert  
20  $H(\omega_k)=[H_{ri}(\omega_k)]$ ,  $i$  allant de 1 à  $n$  et  $r$  allant de 1 à  $m$ ,  
où  $H_{ri}(\omega_k)$  est la valeur, à la fréquence  $\omega_k$ , de la  
transformée de Fourier de la réponse impulsionnelle  $h_{ri}(t)$ ,

(b122') on corrige les matrices de transfert  
 $H(\omega_k)$  pour s'affranchir des aberrations générées par la  
25 paroi aberratrice au voisinage de chaque point de  
focalisation  $r$ , cette correction étant effectuée à partir  
des réponses impulsionnelles  $h_{ri}(t)$  précédemment  
déterminées, et on obtient ainsi des matrices de transfert  
corrigées  $H'(\omega_k)$ ,

(b123') on détermine pour chaque point de focalisation  $r$  correspondant à un transducteur du réseau cible,  $n$  composantes  $E'_i(\omega k, r)$ ,  $i$  variant entre 1 et  $n$ , telles que  $F(\omega k, r) = H'(\omega k) \cdot E'(\omega k, r)$ , où  $E'(\omega k, r) = [E'_i(\omega k, r)]$  est un vecteur à  $n$  composantes,  $F(\omega k, r)$  est un vecteur à  $m$  composantes  $F_l(\omega k, r)$ ,  $l$  variant entre 1 et  $m$ , ces  $m$  composantes  $F_l(\omega k, r)$  correspondant à une focalisation souhaitée des ondes acoustiques à la fréquence  $\omega k$  sur le point de focalisation  $r$  correspondant à un transducteur du réseau cible,

(b124') on en déduit, pour chaque point de focalisation  $r$  correspondant à un transducteur du réseau cible, un vecteur de  $n$  signaux temporels  $e'(t, r) = [e'_i(t, r)]$ ,  $i$  variant entre 1 et  $n$ , où  $e'_i(t, r) = \sum_{k=1}^p E_i(\omega k, r) \cdot e^{j\omega k \cdot t}$  en notation complexe, les signaux  $e'_i(t, r)$  étant lesdits signaux de référence.

9. Procédé selon la revendication 8, dans lequel au cours de la sous-étape (b123') on calcule  $p$  matrices  $H'^{-1}(\omega k)$ , respectivement par régularisation et inversion des matrices de transfert  $H'(\omega k)$ , et pour chaque transducteur  $r$  du réseau cible, on calcule le vecteur  $E'(\omega k, r)$  par la formule :

$$E'(\omega k, r) = H'^{-1}(\omega k) \cdot F(\omega k, j).$$

10. Procédé selon la revendication 8 ou la revendication 9, dans lequel au cours de l'étape (b123'), les composantes  $F_l(\omega k, r)$  du vecteur  $F(\omega k, r)$  correspondant à la répartition spatiale du champ désiré à la fréquence  $\omega k$ , sont égales à 0 pour  $l \neq r$  et égale à 1 pour  $l = r$ .

11. Procédé selon l'une quelconque des revendications 8 à 10, dans lequel au cours de la sous-étape (b122'), on assimile la paroi aberratrice, au voisinage de chaque point de focalisation  $r$  correspondant à un transducteur du réseau cible, à un filtre à réponse



impulsionnelle finie, défini à chaque fréquence  $\omega_k$  par une amplitude  $G_r(\omega_k)$  et une phase  $\phi_r(\omega_k)$ , la sous-étape (b122') comportant elle-même les sous-étapes suivantes :

(b122'1) on calcule, pour chaque fréquence  $\omega_k$ , l'amplitude  $G_r(\omega_k)$  et la phase  $\phi_r(\omega_k)$ , à partir des réponses impulsionnelles précédemment déterminées,

(b122'2) on calcule  $p$  matrices de transfert corrigées  $H'(\omega_k) = [H'_{ji}(\omega_k)]$ , où

$$H'_{ji}(\omega_k) = H_{ji}(\omega_k) \cdot \frac{1}{G_j(\omega_k)} e^{-j\phi_j(\omega_k)}.$$

12. Procédé selon la revendication 11, dans lequel au cours de la sous-étape (b122'1) on calcule, pour chaque fréquence  $\omega_k$ , l'amplitude  $G_r(\omega_k)$  et la phase  $\phi_r(\omega_k)$ , de la manière suivante :

$$G_r(\omega_k) = \frac{\sqrt{\sum_{i=1}^n H_{ri}(\omega_k) \cdot H_{ri}^*(\omega_k)}}{\sqrt{\sum_{i=1}^n H_{r0,i}(\omega_k) \cdot H_{r0,i}^*(\omega_k)}}$$

$$\phi_r(\omega_k) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \left( \arg(H_{ri}(\omega_k) e^{j\Delta\tau(r0,r,i)\omega_k}) - \arg(H_{r0,i}(\omega_k)) \right), \text{ où :}$$

$H^*_{ri}$  désigne la valeur complexe conjuguée de  $H_{ri}$ ,  
et  $\Delta\tau(r0,r,i) = (d(r0,i) - d(r,i))/c$ ,  $d(r,i)$  étant la distance entre le transducteur  $i$  et le point de focalisation  $r$ , et  $d(r0,i)$  étant la distance entre le transducteur  $i$  et un point de focalisation particulier  $r0$ .

13. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel au cours de l'étape (c), on fait suivre la sous-étape (c1) par les sous-étapes suivantes :

(c2) on fait capter par lesdits transducteurs du réseau d'imagerie des signaux  $s_1(t)$  rétrodiffusés par le milieu hétérogène dissipatif,

(c3) on convolue le signal de référence émis par chaque transducteur du réseau d'imagerie avec le signal rétrodiffusé capté par ce transducteur,

(c4) puis on somme les produits de convolution  
5 ainsi obtenus,  
l'étape (c) étant renouvelée pour une pluralité de points situés dans le milieu sensiblement homogène.

14. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel au cours de la  
10 sous-étape (b21), la première estimation de chaque signal de référence est  $e'_i(t, q) = e'_i(t_s + \theta_i(q), q_0)$  pour chaque point de focalisation  $q$ ,  $q_0$  étant l'indice d'un point de focalisation proche du point  $q$  pour lequel le signal de référence a déjà été déterminé,  $\theta_i(q)$  étant un retard égal  
15 à une valeur  $\delta_i(q)/c$ , où  $c$  est la célérité moyenne des ondes acoustiques dans le milieu, et  $\delta_i(q)$  est égal à une différence entre d'une part, une distance entre le transducteur  $i$  du réseau d'imagerie et le point de focalisation  $q_0$ , et d'autre part, une distance entre le  
20 transducteur  $i$  du réseau d'imagerie et le point de focalisation  $q$ ,

15. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel au cours de la sous-étape (b2), lorsqu'au moins certains transducteurs  
25 d'indice  $v$  du réseau d'imagerie ne sont pas directement au contact de la couche aberratrice, on corrige les signaux  $e'_v(t, q)$  correspondants par repropagation numérique pour simuler des transducteurs placés en contact direct avec la couche aberratrice.

30 16. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel au cours de la sous-étape (b22), on recherche les valeurs  $\alpha_1(q)$  et  $\tau_1(q)$  pour maximiser le critère de cohérence  $C$  suivant :

$$C = \frac{\left\langle \left| \sum_{i=1}^n \alpha_i \cdot g_i(t - \tau_i, q) \right|^2 \right\rangle}{n \cdot \sum_{i=1}^n \left\langle \left| \alpha_i \cdot g_i(t - \tau_i, q) \right|^2 \right\rangle}, \text{ où :}$$

$g_i(t, q) = s_i(t) \otimes e_i(t, q)$ ,  $\otimes$  représentant l'opération de convolution,

et  $\langle \rangle$  représente une moyenne temporelle.

5 17. Procédé selon la revendication 16, dans lequel au cours de la sous-étape (b22), les valeurs  $\tau_i(q)$  sont calculées en maximisant une fonction d'intercorrélacion, pour des transducteurs voisins du réseau d'imagerie, des signaux  $g_i(t, q)$  et  $g_{i+1}(t, q)$ .

10 18. Procédé selon la revendication 16 ou la revendication 17, dans lequel au cours de la sous-étape (b22), les valeurs  $\alpha_i(q)$  sont calculées de manière à égaliser sur l'indice  $i$  l'amplitude maximale des fonctions  $g_i(t, q)$ .

15 19. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel la sous-étape (b22) relative à chaque point de focalisation  $q$  est réalisée immédiatement après la sous-étape (b21) relative au même point de focalisation  $q$ .

20 20. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel le milieu hétérogène dissipatif est constitué par le cerveau entouré par le crâne.

25 21. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel :

- soit le réseau d'imagerie et le réseau cible sont deux réseaux distincts disposés de part et d'autre du milieu hétérogène dissipatif,

30 - soit tous les transducteurs appartiennent à la fois au réseau d'imagerie et au réseau cible.

22. Procédé selon l'une quelconque des

revendications précédentes, dans lequel les ondes acoustiques sont des ondes ultrasonores.

23. Dispositif (1) adapté pour mettre en œuvre un procédé selon l'une quelconque des revendications  
5 précédentes, ce dispositif comportant un nombre  $t$  supérieur à 2 de transducteurs acoustiques ( $T_1$ - $T_n$ ,  $T'_1$ - $T'_m$ ) destinés à être fixés dans des positions prédéterminées à l'extérieur de la couche aberratrice (3), ces transducteurs étant commandés par au moins une unité centrale  
10 électronique (CPU) et formant au moins :

- un réseau d'imagerie ( $T_1$ - $T_n$ ) qui regroupe un nombre  $n$  compris entre 1 et  $t$  desdits transducteurs,

- et un réseau cible ( $T'_1$ - $T'_m$ ) qui regroupe un nombre  $m$  compris entre 1 et  $t$  desdits transducteurs,

15 l'unité centrale électronique étant adaptée pour suivre les étapes suivantes :

(b) une étape d'apprentissage comprenant elle-même les sous étapes suivantes :

(b1) une sous-étape d'apprentissage de  
20 focalisation du réseau d'imagerie sur le réseau cible, étape au cours de laquelle :

(b11) on détermine des réponses impulsionsnelles  $h_{ri}(t)$  du milieu hétérogène dissipatif, respectivement entre chaque transducteur  $i$  du réseau  
25 d'imagerie et plusieurs points de focalisation  $r$  situés sur la couche aberratrice en correspondance respective avec des transducteurs du réseau cible, ces réponses impulsionsnelles étant mémorisées sous forme numérique avec un certain échantillonnage temporel qui détermine un nombre  $p$  de  
30 composantes fréquentielles de la réponse impulsionsnelle, de fréquences respectives  $\omega_k$ ,  $i$  étant un indice compris entre 1 et  $n$  qui désigne un transducteur du réseau d'imagerie,  $r$  étant un indice compris entre 1 et  $m$  qui désigne un point de focalisation correspondant à un transducteur du réseau  
35 cible et  $k$  étant un indice compris entre 1 et  $p$  qui désigne

une composante fréquentielle,

(b12) à partir de ces réponses  
impulsionnelles, on calcule, pour chaque point de  
focalisation  $r$  correspondant à un transducteur du réseau  
5 cible, un ensemble de  $n$  signaux de référence temporels  
 $e'_i(t, r)$ ,  $i$  variant entre 1 et  $n$ , tels que, si la paroi  
aberratrice était enlevée au voisinage du point de  
focalisation  $r$ , l'émission de ces signaux de référence par  
les différents transducteurs  $i$  du réseau d'imagerie  
10 génèrerait une impulsion acoustique focalisée sur le point  
de focalisation  $r$ ,

(b2) une sous-étape de focalisation en un nombre  
 $R$  de points de focalisation prédéterminés situés dans le  
milieu sensiblement homogène, d'indices  $q$  compris entre  $m+1$   
15 et  $m+R$ , cette sous-étape consistant à déterminer pour  
chacun de ces points de focalisation  $q$ , en s'éloignant pas  
à pas des points de focalisation 1 à  $m$  correspondant aux  
transducteurs du réseau cible, des signaux de référence  
 $e'_i(t, q)$  à faire émettre par les différents transducteurs  $i$   
20 du réseau d'imagerie pour générer un signal prédéterminé  
focalisé sur ledit point de focalisation  $q$ , les signaux de  
référence  $e'_i(t, q)$  étant déterminés pour chaque point de  
focalisation  $q$  en procédant comme suit :

(b21) une première estimation de  $e'_i(t, q)$ ,  
25 pour  $i$  allant de 1 à 4, est calculée à partir d'au moins un  
signal de référence  $e'_i(t, q_0)$ ,  $q_0$  étant l'indice d'au moins  
un point de focalisation proche du point de focalisation  $q$   
pour lequel le signal de référence a déjà été déterminé, ce  
calcul étant fait en utilisant une célérité moyenne des  
30 ondes acoustiques dans le milieu sensiblement homogène (2),

(b22) on fait émettre par les transducteurs  
du réseau d'imagerie, par itérations, les estimations  
précédemment obtenues des signaux de référence  $e'_i(t, q)$ ,  
puis on capte avec les mêmes transducteurs des signaux,  
35  $s_i(t, q)$  rétrodiffusés par le milieu hétérogène dissipatif,

puis on modifie pour l'itération suivante ces signaux de référence  $e'_i(t, q)$  de la manière suivante :

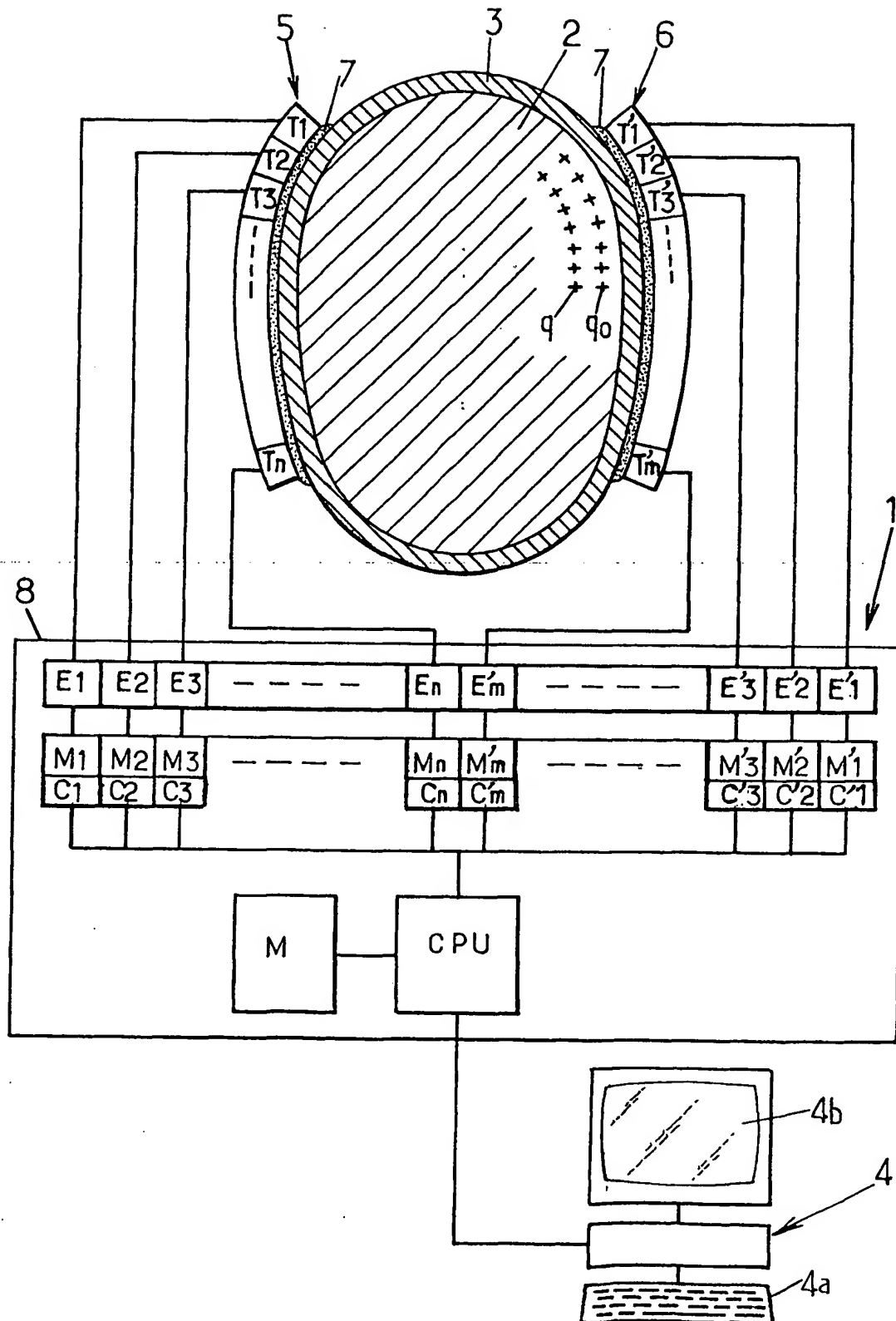
$$e'_i(t) \rightarrow \alpha_i(q) \cdot e'_i(t - \tau_i(q))$$

où les valeurs  $\alpha_i(q)$  et  $\tau_i(q)$  sont un facteur d'amplitude et un retard correctifs, calculés pour maximiser un critère de cohérence C entre lesdits signaux rétrodiffusés, lesdites itérations étant arrêtées lorsque le critère C atteint un seuil prédéterminé,

(b3) on mémorise les signaux de référence  $e'_i(t, q)$ , au moins pour q compris entre m+1 et m+R,

(c) et une étape de focalisation au cours de laquelle, pour au moins un desdits points de focalisation q, on fait émettre respectivement par les transducteurs du réseau d'imagerie, lesdits signaux de référence  $e'_i(t, q)$ , i étant un indice compris entre 1 et n désignant un transducteur du réseau d'imagerie.

1/1



## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No

PCT/FR 01/03208

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER  
IPC 7 A61B8/15

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

## B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

IPC 7 A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the International search (name of data base and, where practical, search terms used)

EPO-Internal

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 5 207 214 A (ROMANO ANTHONY J) 4 May 1993 (1993-05-04) abstract	1, 23
A	US 5 675 554 A (GEE ALBERT ET AL) 7 October 1997 (1997-10-07) abstract	1, 23
A	US 3 934 458 A (BERETSKY IRWIN ET AL) 27 January 1976 (1976-01-27) abstract	1, 23

☐ Further documents are listed in the continuation of box C.

Patent family members are listed in annex.

## \* Special categories of cited documents:

- \*A\* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- \*E\* earlier document but published on or after the international filing date
- \*L\* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- \*O\* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- \*P\* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

\*T\* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

\*X\* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

\*Y\* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.

\*G\* document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

31 January 2002

Date of mailing of the international search report

08/02/2002

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Martelli, L



## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/FR 01/03208

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 5207214	A	04-05-1993	US 5613940 A	25-03-1997
US 5675554	A	07-10-1997	US 5995450 A	30-11-1999
			US 6104673 A	15-08-2000
			US 6172939 B1	09-01-2001
			US 5856955 A	05-01-1999
			AU 3361095 A	04-03-1996
			JP 10507936 T	04-08-1998
			WO 9604589 A1	15-02-1996
US 3934458	A	27-01-1976	CA 1028767 A1	28-03-1978
			CH 581838 A5	15-11-1976
			DE 2502818 A1	14-08-1975
			FR 2260114 A1	29-08-1975
			GB 1500931 A	15-02-1978
			GB 1500932 A	15-02-1978
			IT 1027460 B	20-11-1978
			JP 50108782 A	27-08-1975
			NL 7501010 A	06-08-1975
			SE 405512 B	11-12-1978
			SE 7500969 A	05-08-1975
			SE 7800264 A	10-01-1978

## RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Demande Internationale No

PCT/FR 01/03208

## A. CLASSEMENT DE L'OBJET DE LA DEMANDE

CIB 7 A61B8/15

Selon la classification internationale des brevets (CIB) ou à la fois selon la classification nationale et la CIB

## B. DOMAINES SUR LESQUELS LA RECHERCHE A PORTE

Documentation minimale consultée (système de classification suivi des symboles de classement)

CIB 7 A61B

Documentation consultée autre que la documentation minimale dans la mesure où ces documents relèvent des domaines sur lesquels a porté la recherche

Base de données électronique consultée au cours de la recherche internationale (nom de la base de données, et si réalisable, termes de recherche utilisés)

EPO-Internal

## C. DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS

Catégorie *	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
A	US 5 207 214 A (ROMANO ANTHONY J) 4 mai 1993 (1993-05-04) abrégé ---	1,23
A	US 5 675 554 A (GEE ALBERT ET AL) 7 octobre 1997 (1997-10-07) abrégé ---	1,23
A	US 3 934 458 A (BERETSKY IRWIN ET AL) 27 janvier 1976 (1976-01-27) abrégé -----	1,23



Voir la suite du cadre C pour la fin de la liste des documents



Les documents de familles de brevets sont indiqués en annexe

## \* Catégories spéciales de documents cités:

- \*A\* document définissant l'état général de la technique, non considéré comme particulièrement pertinent
- \*E\* document antérieur, mais publié à la date de dépôt international ou après cette date
- \*L\* document pouvant jeter un doute sur une revendication de priorité ou cité pour déterminer la date de publication d'une autre citation ou pour une raison spéciale (telle qu'indiquée)
- \*O\* document se référant à une divulgation orale, à un usage, à une exposition ou tous autres moyens
- \*P\* document publié avant la date de dépôt international, mais postérieurement à la date de priorité revendiquée

\*T\* document ultérieur publié après la date de dépôt international ou la date de priorité et n'appartenant pas à l'état de la technique pertinent, mais cité pour comprendre le principe ou la théorie constituant la base de l'invention

\*X\* document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme nouvelle ou comme impliquant une activité inventive par rapport au document considéré isolément

\*Y\* document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme impliquant une activité inventive lorsque le document est associé à un ou plusieurs autres documents de même nature, cette combinaison étant évidente pour une personne du métier

\*Z\* document qui fait partie de la même famille de brevets

Date à laquelle la recherche internationale a été effectivement achevée

31 janvier 2002

Date d'expédition du présent rapport de recherche internationale

08/02/2002

Nom et adresse postale de l'administration chargée de la recherche internationale

Office European des Brevets, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl.  
Fax: (+31-70) 340-3016

Fonctionnaire autorisé

Martelli, L

# RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Renseignements relatifs aux membres de familles de brevets

Demande Internationale No

PCT/FR 01/03208

Document brevet cité au rapport de recherche		Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
US 5207214	A	04-05-1993	US 5613940 A	25-03-1997
US 5675554	A	07-10-1997	US 5995450 A	30-11-1999
			US 6104673 A	15-08-2000
			US 6172939 B1	09-01-2001
			US 5856955 A	05-01-1999
			AU 3361095 A	04-03-1996
			JP 10507936 T	04-08-1998
			WO 9604589 A1	15-02-1996
US 3934458	A	27-01-1976	CA 1028767 A1	28-03-1978
			CH 581838 A5	15-11-1976
			DE 2502818 A1	14-08-1975
			FR 2260114 A1	29-08-1975
			GB 1500931 A	15-02-1978
			GB 1500932 A	15-02-1978
			IT 1027460 B	20-11-1978
			JP 50108782 A	27-08-1975
			NL 7501010 A	06-08-1975
			SE 405512 B	11-12-1978
			SE 7500969 A	05-08-1975
			SE 7800264 A	10-01-1978

THIS PAGE BLANK (MSB70)